

524967  
10/524967



## PCT

**(10) Numéro de publication internationale**  
**WO 2005/001775 A1**

**(72) Inventeurs; et**

(75) **Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : ROUX, Sébastien** [FR/FR]; 2, rue de la Distillerie, F-38400 Saint-Martin D'Hères (FR). **KOENIG, Anne** [FR/FR]; 90, allée Pras-Bert, F-38410 Saint-Martin d'Uriage (FR). **DESBAT, Laurent** [FR/FR]; 2, Grande Rue, F-38000 Grenoble (FR). **GRANGEAT, Pierre** [FR/FR]; 133, allée Vignes du Persan, F-38330 Saint Ismier (FR).

(74) **Mandataire : POULIN, Gérard**; Brevatome, 3, rue du Docteur Lancereaux, F-75008 Paris (FR).

**(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) :** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH,

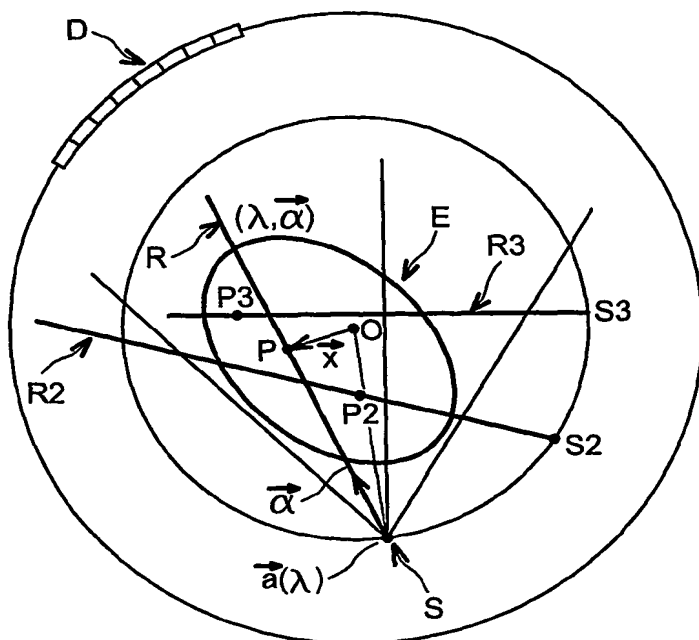
*[Suite sur la page suivante]*

(71) **Déposants (pour tous les États désignés sauf US) : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE [FR/FR]; 31-33, rue de la Fédération, F-75752 Paris 15ème (FR). CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE [FR/FR]; 3, rue Michel Ange, F-75794 Paris Cedex 16 (FR).**

**(54) Titre : PROCÉDE DE RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE TOMOGRAPHIQUE PAR UNE METHODE ANALYTIQUE COMPRENANT UNE MODELISATION AMELIOREE DU MOUVEMENT DE L'OBJET**

**(57) Abstract:** The invention relates to a correct inversion formula for tomographic projections, presuming an affine deformation of the object (E), i.e. including translations, rotations and homotheties that are comparable to uniform dilatations. The invention also relates to generalisations relating to other deformation situations of the object studied and other radiations.

**(57) Abrégé :** Une formule d'inversion correcte de projections de tomographie est proposée en supposant une déformation affine de l'objet (E), c'est-à-dire comprenant des translations, des rotations et des homothéties comparables à des dilatations uniformes. Des généralisations à d'autres situations de déformation de l'objet étudié et d'autres rayonnements sont possibles.



**WO 2005/001775 A1**



PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN,  
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasién (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

- avec rapport de recherche internationale
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

**PROCEDE DE RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE  
TOMOGRAPHIQUE PAR UNE METHODE ANALYTIQUE COMPRENANT UNE  
MODELISATION AMELIOREE DU MOUVEMENT DE L'OBJET.**

5

**DESCRIPTION**

Le sujet de cette invention est un procédé de reconstruction d'une image tomographique, du genre analytique et dans lequel on recourt à une modélisation perfectionnée du mouvement de l'objet afin de réduire les artéfacts de l'image.

La reconstruction d'images en tomographie implique l'utilisation d'un rayonnement traversant l'objet. Dans de nombreux cas, le rayonnement est un rayonnement d'irradiation partiellement atténué par les points de l'objet qu'il traverse ; il arrive aussi que les lignes de rayonnement soient fictives et correspondent simplement à des lignes de collimation des détecteurs, qui enregistrent une émission de particules dans l'objet. Les premiers de ces procédés sont les procédés radiographiques, et les autres des procédés émissifs, réservés plutôt aux êtres vivants et dans lesquels le rayonnement est produit par un corps émissif qu'ils ont absorbé auparavant. Quoique les deux familles de procédés soient complètement différentes, la plupart des procédés de reconstruction d'images s'appliquent aux deux, et c'est le cas aussi de l'invention.

Un rayonnement divergeant est souvent préféré pour englober plus facilement l'objet étudié. Dans le cas d'un rayonnement d'irradiation atténué par l'objet,

on y parvient en disposant une source émissive à un foyer ponctuel près de l'objet et un réseau de détecteurs du côté opposé de l'objet, qui sont tous collimatés vers la source ; dans le cas d'un rayonnement émis par l'objet, un réseau similaire de détecteurs est mis en collimation vers un foyer qui correspond géométriquement à la source ponctuelle précédente, mais à aucun objet matériel. Dans tous les cas, le foyer et le réseau de détecteurs sont déplacés autour de l'objet en en prenant des vues successives, et pour chacune des vues, les détecteurs mesurent des sommes de la propriété d'atténuation ou d'émission le long de lignes de collimation, qu'on appelle des projections de l'image de l'objet. Quand un nombre suffisant de vues a été pris, on dispose d'un grand nombre de projections s'entrecroisant à travers l'objet. Le problème mathématique dit d'inversion du système permet d'obtenir la propriété d'atténuation ou d'émission, qui sert à former l'image, à chacun des points de l'objet à partir des sommes de propriétés sur les projections. Il peut être représenté par un système linéaire d'équations où les valeurs connues au départ sont les mesures prises par les détecteurs aux différents emplacements et les inconnues sont les valeurs de la propriété aux différents points de l'objet. Certaines méthodes de reconstruction dites algébriques reviennent effectivement à une inversion de ce système ; il existe cependant d'autres méthodes dites analytiques, où la valeur de la propriété à chaque point est calculée directement à partir d'une

combinaison mathématique des projections. L'invention est l'une d'entre elles.

Un domaine privilégié de la tomographie est l'étude des être vivants pour la médecine. Comme  
5 plusieurs vues successives doivent être prises, l'objet étudié est susceptible de se déplacer entre elles selon une loi générale d'évolution. Les différentes vues représentent donc des états différents de l'objet, et des artéfacts de reconstruction ne peuvent  
10 qu'apparaître sur l'image reconstruite.

Des procédés pour échapper à ce problème permanent consistent à prendre toutes les vues à la fois avec autant de sources et de réseaux de détecteurs, ou à ne prendre des vues de l'objet qu'à  
15 des états identiques de celui-ci, ce qui est possible si son mouvement est périodique comme le sont certaines activités physiologiques comme les battements du cœur ou la respiration ; le premier de ces procédés est cependant dispendieux et le second est délicat à mettre  
20 en œuvre convenablement.

C'est pourquoi on a aussi entrepris d'incorporer des modèles numériques du mouvement de l'objet reflétant la loi générale d'évolution de l'objet dans le procédé de reconstruction. Le modèle  
25 revient généralement à une collection de champs de déplacements des points de l'objet aux instants respectifs où les vues sont prises. Il peut être établi par d'autres mesures ou par certaines hypothèses. Plusieurs genres de modèles ont déjà été proposés, mais  
30 ils présentent en général des insuffisances. C'est ainsi que le brevet US A 5 287 276, appliqué à l'étude

de la cage thoracique, considère les translations et les dilatations de son contenu, mais ce modèle est insuffisant pour d'autres mouvements comme celui du cœur, qui comprend une torsion. De plus, les jeux de  
5 projections utilisés pour appliquer la formule d'inversion ne sont pas connus rigoureusement, ce qui peut permettre de nouveaux artéfacts.

Le procédé de l'invention présente les avantages d'utiliser un modèle plus élaboré mais aussi  
10 très simple du mouvement de l'objet, comprenant de nouvelles classes de mouvements, et de recourir à une formule d'inversion nouvelle et parfaitement exacte.

De plus, il est facile d'obtenir les jeux de projections nécessaires et seulement nécessaires à la  
15 reconstruction des points de l'image.

Des généralisations à des situations plus complexes sont aussi proposées.

L'invention concerne sous sa forme générale un procédé de reconstruction d'une image tomographique  
20 d'un objet notamment mobile et déformable, l'image étant un ensemble de valeurs d'une propriété prises par l'objet à une collection de points de l'objet, comprenant l'emploi : d'un rayonnement divergent à partir d'un foyer et traversant l'objet, le foyer étant  
25 mobile autour de l'objet ; d'un modèle analytique de mobilité et de déformation de l'objet défini pour chaque position du foyer ; et d'un procédé de calcul analytique pour obtenir lesdites valeurs à partir de sommes des valeurs de la propriété le long de lignes de  
30 projection menant au foyer et passant respectivement par les points ; caractérisé en ce que le modèle est

affine, et est une combinaison variable en cours d'acquisition, cette combinaison comprenant des translations, des rotations et des homothéties de l'objet à partir d'une origine, et en ce que le procédé  
5 de calcul analytique comprend les étapes suivantes :

- pondération des mesures, cette pondération étant dépendante du modèle analytique de mobilité et de déformation de l'objet ;
- dérivation des mesures pondérées suivant la  
10 trajectoire du foyer en considérant une direction adaptée au modèle, cette direction étant maintenue constante, et obtention de mesures modifiées ;
- rétroprojection des mesures modifiées.

15 Avant la pondération, un filtrage des mesures acquises par un filtre de Hilbert est souvent appliqué, ainsi qu'il est usuel dans d'autres procédés. La pondération et la dérivation s'appliquent alors aux mesures filtrées.

20 Les figures suivantes sont introduites pour l'explication de l'invention :

- la figure 1 illustre la prise des mesures de l'objet étudié,
- la figure 2 illustre une représentation  
25 équivalente, l'objet étant maintenu à un état de référence,
- les figures 3a, 3b, et 3c illustrent un cas complexe de déformation de l'objet,
- la figure 4 est analogue à la figure 2 dans  
30 le cas complexe,

- la figure 5 illustre une prise de mesures avec un rayonnement conique,

- et les figures 6, 7 et 8 sont des organigrammes de trois modes de réalisation de l'invention.

On aborde maintenant les figures. La première d'entre elles illustre la situation classique en tomographie d'une source S de rayonnement et d'un réseau de détecteurs D mobile de concert sur des trajectoires circulaires concentriques à des positions opposées autour d'un objet E à étudier. Des rayons R joignent la source S aux détecteurs respectifs du réseau D. On considère ici un problème géométrique plan, qui correspond aux conditions de mesures dites en éventail parallèle où l'étude de l'objet E est faite par tranches superposées. Les procédés impliquant un rayonnement conique sont aussi usuels et seront examinés plus loin. L'invention a été conçue pour des rayonnements divergents en général, qui englobent aussi ces derniers.

La trajectoire T de la source S et l'ouverture du faisceau de rayonnement sont généralement choisies pour que celui-ci englobe toute la section de l'objet E.

Considérons un point P de l'objet E. Un rayon unique provenant de la source S le traverse quand une vue est prise, et d'autres rayons R<sub>2</sub>, R<sub>3</sub>, etc. le traversent de même pour d'autres positions S<sub>2</sub>, S<sub>3</sub>, etc. de la source S quand d'autres vues sont prises. Ces rayons passant par le point P sont utilisés pour déterminer l'image du point P dans le procédé



d'inversion. Il est utile que les rayons considérés soient orientés dans des directions aussi variées que possible, de façon à décrire toutes les directions de droite possibles pour chaque point de l'objet E.

5           Considérons maintenant que l'objet E se déplace et se déforme. Le point P se déplace à l'intérieur de la trajectoire T et les rayons R2, R3, etc. à employer passent par des positions respectives P2, P3, etc. distinctes du point P d'origine. Le problème de  
10 reconstruction à résoudre est identique à la configuration fictive de la figure 2, où le point P a été pris comme référence immobile et où tout se passe comme si la source S suivait une trajectoire T' de forme irrégulière et à la définition numérique notée  
15 par  $\overrightarrow{OS} = \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))$  (et  $\vec{a}(\lambda)$  dans la configuration réelle de la figure 1). On verra que cette représentation fictive du problème aide à sa compréhension. D'après l'invention, le modèle de déplacement et de déformation qu'on choisit pour l'objet E est affine, composé par  
20 exemple d'une combinaison variable en cours d'acquisition de translations, de rotations et d'homothéties, conformément à la formule (1)

$$\vec{x}_0 = \Gamma_\lambda(\vec{x}) = A_\lambda \vec{x} + B_\lambda = \begin{bmatrix} a_{11}(\lambda) & a_{12}(\lambda) \\ a_{21}(\lambda) & a_{22}(\lambda) \end{bmatrix} \vec{x} + \begin{bmatrix} b_1(\lambda) \\ b_2(\lambda) \end{bmatrix} \quad (1)$$

25           où  $\vec{x}_0$  est la position vectorielle du point P par rapport à une référence telle que le point O à l'instant de référence choisi pour mener les calculs et la reconstruction de l'image,  $\vec{x}$  est la position du point P à un autre instant et notamment un instant de

prise de vue, et les coefficients a et b dépendent du temps.  $\lambda$  est un paramètre général du procédé, qui varie entre une valeur minimale  $\lambda_{\min}$  et une valeur maximale  $\lambda_{\max}$  ; le temps est repéré par une fonction monotone  
 5 de  $\lambda$  (éventuellement par  $\lambda$  lui-même). L'instant de référence où l'image est reconstruite correspond à  $\lambda=0$ . La propriété d'atténuation ou d'émission à calculer est notée f, et pour le point P qu'on a repéré par le vecteur  $\vec{x}$  on la note  $f_{\lambda}(\vec{x})$  à un instant  $\lambda$  quelconque et  
 10  $f_0(\vec{x}_0)$  à l'instant de référence, où  $\vec{x}$  est noté  $\vec{x}_0$ .

La valeur d'une projection de la propriété mesurée sur tout un rayon R allant de la sources à un détecteur du réseau D à travers l'objet E est donnée par la formule (2), où  $\vec{\alpha}$  est un vecteur unitaire, et  
 15 on note cette projection en fonction de ce vecteur unitaire  $\vec{\alpha}$  et du paramètre  $\lambda$  :

$$g_{\lambda}(\lambda, \vec{\alpha}) = \int_R dt f_{\lambda}(\vec{a}(\lambda) + t\vec{\alpha}) \quad (2)$$

où t est un paramètre exprimant la progression  
 20 sur le rayon de la projection et prenant les valeurs comprises dans l'ensemble des réels positifs R.

Il est habituel d'appliquer un filtre de Hilbert aux projections dans les méthodes analytiques, ce qu'on fait ici aussi, et les projections filtrées  
 25 sont notées  $g_{H\lambda}$  selon la formule (3)

$$g_{H\lambda}(\lambda, \vec{n}) = - \int_{S^1} d\vec{\alpha} h_H(\vec{n} \cdot \vec{\alpha}) g_{\lambda}(\lambda, \vec{\alpha}), \quad (3)$$

Où  $\vec{n}$  est un vecteur quelconque,  $S^1$  est la sphère - unité en bidimensionnel,  $h_H$  est donné par la formule (4)

$$5 \quad h_H(s) = - \int_{-\infty}^{+\infty} d\sigma \operatorname{sign}(\sigma) e^{2i\pi\sigma s} . \quad (4)$$

L'homme du métier pourra utiliser pour réaliser ces formules soit une opération classique de convolution discrète qui fera intervenir une version discrétisée du filtre de Hilbert, soit une opération de  
 10 multiplication dans le domaine de Fourier, qui fera intervenir une version apodisée de la Transformée de Fourier du filtre de Hilbert.

Les inventeurs ont établi en outre la relation suivante (5)

$$15 \quad g_{H\lambda}(\lambda, A_{\lambda}^T \vec{n}) = \frac{1}{|\det A_{\lambda}|} P_{oH}(\vec{n}, \Gamma_{\lambda}(\vec{a}(\lambda))) , \quad (5)$$

où le produit matrice-vecteur  $A_{\lambda}^T \vec{n}$  est la direction orthogonale à la droite de projection à l'instant  $\lambda$  passant par le point mobile correspondant au point P,  $\vec{n}$  est encore un vecteur quelconque et où  
 20  $P_{oH}$  désigne des projections parallèles  $P_{oH}(\vec{n}, s)$ , obtenues par réarrangement des projections effectivement mesurées sur l'objet à l'état de référence et filtrées par le filtre de Hilbert d'après la formule suivante (6)

25

$$P_{oH}(\vec{n}, s) = \int_R ds' P_o(\vec{n}, s') h_H(s - s') ,$$

s étant un paramètre donnant la distance à l'origine.

La formule d'inversion pratiquée est alors la formule suivante (7)

$$f_o(\vec{x}_o) = \int \Lambda^r(\vec{x}_o) d\lambda \frac{1}{\|\vec{x}_o - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))\|} g_{FL}(\lambda, A_\lambda^T \vec{n}^*)$$

5 où  $\vec{n}^*$  désigne un vecteur unitaire orthogonal à un rayon reliant le point P considéré à la source S dans la représentation de la figure 2, et où  $g_{FL}$  est donné dans la formule suivante (8)

$$g_{FL}(\beta, A_\beta^T \vec{n}) = \frac{\partial}{\partial \beta} \left\{ \det A_\beta | g_{H\beta}(\beta, A_\beta^T \vec{n}) \right\} = \frac{\partial}{\partial \beta} \left\{ \frac{|\det A_\beta|}{\|A_\beta^T \vec{n}\|} g_{H\beta} \left( \beta, \frac{A_\beta^T \vec{n}}{\|A_\beta^T \vec{n}\|} \right) \right\}$$

10 L'homme du métier pourra utiliser une méthode de différence finie sur deux ou trois points pour réaliser cette étape de dérivation.

Cette dérivation s'effectue suivant le paramètre  $\lambda$  de la trajectoire du foyer (la source S).  
 15 Elle est spécifiquement adaptée au modèle affine de déformation et de mobilité car elle s'applique sur une direction  $A_\beta^T \vec{n}$  en considérant que la direction  $\vec{n}$  est maintenue constante. Il s'agit donc de maintenir constant, non pas la direction orthogonale à un rayon  
 20 acquis, mais la direction orthogonale au rayon équivalent de la géométrie fictive.

$A_\beta^T \vec{n}$  est la direction orthogonale à la droite de projection à l'instant  $\lambda$  passant par le point mobile correspondant au point P.

25 Cette formule d'inversion tient compte des déformations de l'objet E et comporte, par rapport à d'autres formules, établies dans des cas ordinaires,

une pondération en fonction de la déformation de l'objet (par le déterminant de  $A_\lambda$ ) et de la position de la trajectoire (par la norme entre  $\vec{x}_0$  et  $\Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))$ ). Ces conditions peu contraignantes s'expliquent parce que, avec un espace affine de transformation, les droites de projection de la figure 1 restent des droites dans la géométrie fictive de la figure 2, de sorte que le problème numérique peut être résolu analytiquement.

Dans la formule (7)

$$f_o(\vec{x}_0) = \int_{\Lambda^r(\vec{x}_0)} d\lambda \frac{1}{\|\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))\|} g_{FL}(\lambda, A_\lambda^T \vec{n}^*),$$

les bornes de l'intégrale  $\Lambda^r(\vec{x}_0)$  désignent un ensemble minimal de positions  $\lambda$  de la source  $S$  tel que sur l'objet  $E$  à l'état de référence les directions des droites reliant  $\vec{x}_0$  à  $\Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))$  couvrent tout l'intervalle d'un demi-tour de trajectoire sans redondance. Si on prend soin de limiter ainsi l'intégrale, la formule de reconstruction est parfaite. L'intégrale de la formule (7) pourra être classiquement discrétisée par l'homme de métier par une formule des trapèzes.

Il est manifeste que les déformations affines ne suffisent pas à modéliser tous les objets qu'on peut devoir étudier dans la pratique. Refaisant le raisonnement des figures 1 et 2, on donne les figures 3a, 3b, 3c, et 4. L'objet  $E$  évolue de façon complexe entre les positions indiquées successivement aux états  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  et  $\lambda_3$  où la position de la source  $S$  a aussi été indiquée de même que le rayon  $R_1$ ,  $R_2$  ou  $R_3$  menant au point  $P$ .

En remettant l'objet E dans un état de référence, la figure 4 montre que les rayons notés R'1, R'2 et R'3 menant au point P et correspondant aux rayons R1, R2 et R3 (passant par les mêmes points de l'objet E) ne sont plus rectilignes. La formule (7)

$$f_o(\vec{x}_o) = \int_{\Lambda} d\lambda \frac{1}{\|\vec{x}_o - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))\|} g_{FL}(\lambda, A_\lambda^T \vec{n}^*)$$
 n'est alors plus

valable directement. On s'y ramène toutefois par des approximations, en supposant une déformation affine de l'objet E particulière à chaque point P et valable autour de lui. On calcule alors la matrice de déformation correspondant à  $A_\lambda$  de la formule (1)

$$\vec{x}_o = \Gamma_\lambda(\vec{x}) = A_\lambda \vec{x} + B_\lambda = \begin{bmatrix} a_{11}(\lambda) & a_{12}(\lambda) \\ a_{21}(\lambda) & a_{22}(\lambda) \end{bmatrix} \vec{x} + \begin{bmatrix} b_1(\lambda) \\ b_2(\lambda) \end{bmatrix} \quad \text{par}$$

la formule (9)

$$A_\beta(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} \Gamma_{x_1}(\beta, \Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) & \frac{\partial}{\partial x_2} \Gamma_{x_1}(\beta, \Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) \\ \frac{\partial}{\partial x_1} \Gamma_{x_2}(\beta, \Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) & \frac{\partial}{\partial x_2} \Gamma_{x_2}(\beta, \Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) \end{bmatrix}$$

où  $\Gamma_{x_1}(\lambda, \vec{x})$  et  $\Gamma_{x_2}(\lambda, \vec{x})$  sont les composantes suivant les directions  $x_1$  et  $x_2$  principales de  $\Gamma(\lambda, \vec{x})$ .  $B_\lambda$  n'a pas besoin d'être calculé. Les déplacements estimés de tous les points de l'objet E sont donc les coefficients  $\Gamma(\lambda, \vec{x})$  qui peuvent concrètement être introduits dans des cartes de déplacement qui sont lues et exploitées au moment de l'inversion.

A chaque point P, il faudra encore déterminer l'ensemble de projections  $\Lambda(\vec{x}_0)$  qui seront utilisées

pour l'inversion, selon le principe précédent qu'un intervalle angulaire d'un demi-tour doit être couvert par ces projections. Comme les rayons de la géométrie fictive R'1, R'2 et R'3, etc. ne sont plus rectilignes, on considère plutôt les directions de leur tangente au point P d'intersection.

La formule d'inversion peut alors s'écrire selon la formule (10)

$$f_o \approx \int_{\Lambda^r(\vec{x}_0)} d\lambda \frac{1}{L(\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda)))} g_{\mathcal{R}\lambda}(\lambda, \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)), \quad \text{où } g_{\mathcal{R}\lambda} \text{ est exprimé par la formule (11)}$$

$$g_{\mathcal{R}\lambda}(\lambda, \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)) = \frac{\partial}{\partial \lambda} \left\{ \frac{\det A_\lambda(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0))}{\beta(\vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda))} \right\} g_{\mathcal{H}\lambda}(\lambda, \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)).$$

De plus,  $\vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)$  est la direction orthogonale à la droite acquise à l'instant  $\lambda$  passant par  $\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)$  ;  $\beta(\vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda))$  est un facteur lié à la déformation des longueurs sur les rayons, d'après la formule (12)

$$\beta(\vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)) = \left\| A_\beta^T(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) \left( \frac{A_\beta^{-T}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)}{\|A_\beta^{-T}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)) \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)\|} \right) \right\|.$$

Enfin,  $L(\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda)))$  est la distance du point P à l'image de la source sur l'objet de référence, le long du rayon virtuel R'.

Au détriment de la qualité, mais au profil d'une plus grande simplicité,

- le terme  $L(\vec{x}_0 - \Gamma(\vec{a}(1)))$  peut être remplacé par

$$\|\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda))\|$$

- le terme  $\frac{|\det A_\lambda(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0))|}{|\beta(\vec{m}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda))|}$  par 1.

Le modèle affine peut être défini d'après les déformation réelles de l'objet par une approximation d'après un critère d'approximation tel le critère des moindres carrés, le critère de la minimisation de la norme  $L^1$  et  $L^2$ , éventuellement complétés par une régularisation sur le gradient ou le laplacien,

On s'est intéressé jusqu'ici à des reconstructions de l'objet E par tranches, dans des conditions en éventail parallèle. Le procédé précédent peut être étendu avec des acquisitions par un rayonnement conique dans les conditions classiques de la figure 5, où l'objet E est représenté dans son entièreté tridimensionnelle, de même que le réseau de détecteurs D, qui est composé d'une série de couches de détecteurs semblables chacune à celle des figures précédentes ; un rayon R peut être exprimé par trois paramètres, à savoir la position  $\lambda$  de la source S, un angle  $\gamma$  que fait le rayon R dans le plan de la trajectoire T par rapport à l'axe central X du faisceau, et une cote q repérant la couche de détecteurs à laquelle le rayon aboutit. L'angle  $\gamma$  remplace le vecteur de direction  $\vec{\alpha}$  précédemment utilisé dans les formules par commodité.

La formule suivante (13)

$$f_0^\#(\vec{x}_0) = \int_{\Lambda(\vec{x}_0)} d\lambda \frac{1}{L(\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda)))} g_{\mathcal{R}}(\lambda, \vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda), q(\lambda, \Gamma^{-1}\vec{x}_0))$$



donne l'inversion qu'on entreprend alors dans ces conditions géométriques particulières et en faisant une approximation appelée de Feldkamp courante dans l'art  
5 pour traiter les projections coniques. Les mesures sont ici multipliées par  $\cos A$ , qui est la pondération classique compensant le caractère oblique du rayon acquis. Cet angle  $A$  est donné sur la figure 5 et représente l'angle du rayon  $R$  avec le plan de la  
10 trajectoire  $T$ . De plus,  $L(\vec{x}_0 - \Gamma_\lambda(\vec{a}(\lambda)))$  est la distance de  $\vec{x}$  à l'image de la source  $S$  sur l'objet  $E$  à l'état de référence le long du rayon virtuel  $R'$ , en projection sur le plan de la trajectoire  $T$ , et  $\vec{n}(\Gamma^{-1}(\vec{x}_0), \lambda)$  est la direction orthogonale à la droite acquise à l'instant  $\lambda$   
15 passant par  $\Gamma^{-1}(\vec{x}_0)$  sur ce plan. Enfin, on a vu que  $q(\lambda, \Gamma_z^{-1}(\vec{x}_0))$  est la cote sur le réseau de détecteurs  $D$  de la droite, acquise à l'instant  $\lambda$ , passant par le point mobile correspondant à  $\vec{x}_0$ .

Un procédé particulier, décrit dans le brevet  
20 français d'abord déposé sous le numéro 01 07918, peut encore être appliqué ici moyennant quelques transformations. Ce procédé s'applique à des acquisitions rapides menées autour de l'objet en faisant plusieurs tours et consiste en une  
25 reconstruction de l'objet animé en évaluant son contenu par des blocs de projections prises sur une fraction de tour seulement de la source. Les inversions de projections menées sur les blocs produisent des sous-images qui sont incorrectes puisqu'elles ne comprennent  
30 qu'une partie des mesures, mais sont obtenues très

rapidement et permettent d'obtenir avec une même rapidité la loi de déplacement ou de déformation de l'objet en comparant des sous images homologues, prises pour des mêmes positions de sources espacées d'un tour  
5 complet ou d'un demi-tour ; les sous-images sont reconstruites à un instant de référence pour chacun des groupes de blocs et finalement combinées entre elles pour donner l'image complète de l'objet. Ici, les limites des blocs sont données dans la géométrie  
10 virtuelle. Le procédé n'est pas par ailleurs modifié.

Enfin, il est possible d'améliorer le procédé pour l'étude d'un objet soumis à des phénomènes périodiques. On sélectionne alors comme blocs d'étude  
15 seulement ceux qui sont pris à des phases du phénomène analogues à celles de l'instant de référence.

On pourra se reporter aux organigrammes des figures 6, 7 et 8 pour finir de prendre connaissance de l'invention. Ils détaillent trois modes de réalisation de l'invention, où la reconstruction est faite  
20 respectivement avec compensation du mouvement ; compensation du mouvement et compensation temporelle ; et compensation du mouvement, compensation temporelle et prise en compte d'une périodicité de l'évolution de l'objet. Ce qui a été décrit auparavant est appliqué  
25 dans ces procédés. Les voxels sont évidemment les points de l'image de l'objet qu'on considère dans l'image reconstruite.

**REVENDEICATIONS**

1. Procédé de reconstruction d'une image tomographique d'un objet notamment mobile et déformable, l'image étant un ensemble de valeurs d'une propriété prises par l'objet à une collection de points de l'objet, comprenant l'emploi : d'un rayonnement divergent à partir d'un foyer et traversant l'objet, le foyer étant mobile autour de l'objet ; d'un modèle analytique de mobilité et de déformation de l'objet défini pour chaque position du foyer ; et d'un procédé de calcul analytique pour obtenir lesdites valeurs à partir de sommes des valeurs de la propriété le long de lignes de projection menant au foyer et passant respectivement par les points ; caractérisé en ce que le modèle est affine, et est une combinaison variable en cours d'acquisition, cette combinaison comprenant des translations, des rotations et des homothéties de l'objet à partir d'une origine, et en ce que le procédé de calcul analytique comprend les étapes suivantes :

- pondération des mesures, cette pondération étant dépendante du modèle analytique de mobilité et de déformation de l'objet ;
- dérivation des mesures pondérées suivant la trajectoire du foyer en considérant une direction adaptée au modèle, cette direction étant maintenue constante, et obtention de mesures modifiées ;
- rétroprojection des mesures modifiées.

2. Procédé de reconstruction d'une image tomographique selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend une étape de définition d'intervalle d'intégration donnant  $f_0(\vec{x}_0)$  de façon que les lignes de projection aient des directions s'étendant sur un intervalle de N demi-tours considéré dans un état de l'objet où l'image est reconstruite, N étant supérieur ou égal à 1.

10 3. Procédé de reconstruction d'une image selon l'une quelconque des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il est appliqué avec un modèle analytique de mobilité et de déformation particulier à chaque point de l'objet.

15 4. Procédé de reconstruction d'une image selon la revendication 3, caractérisé en ce que la partie linéaire affine du modèle analytique particulier correspond à l'approximation locale affine d'une famille de trajectoires passant par des points situés au voisinage de chaque point.

25 5. Procédé de reconstruction d'une image selon les revendications 2 et 3, caractérisé en ce que les directions des lignes de projection sont considérées au point de l'objet où le procédé est appliqué.

30 6. Procédé de reconstruction d'une image selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la reconstruction s'effectue d'abord par sous-images construites avec des lignes de projections

ayant des directions comprises dans les intervalles angulaires plus petits qu'un demi-tour, en ce qu'il comprend une étape de détermination des intervalles angulaires auxquels appartiennent les lignes de  
5 projections et en ce qu'il comprend une étape de combinaison des sous-images après correction de la loi d'évolution générale de l'objet entre les positions associées à différents instants de référence associés à chaque intervalle angulaire.

10

7. Procédé de reconstruction d'une image selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la loi d'évolution générale de l'objet est périodique et en ce que les instants de  
15 référence sont choisis pour la même phase des périodes de mouvement de l'objet.

8. Procédé de reconstruction d'une image selon l'une quelconque des revendications précédentes, où le  
20 rayonnement est conique, caractérisé en ce qu'avant l'étape de filtrage des mesures acquises, le procédé comprend une étape de pondération des mesures acquises adaptée à une acquisition des mesures en géométrie conique et en ce que la rétroprojection est effectuée  
25 selon la géométrie conique en tenant compte du modèle analytique de mobilité et de déformation de l'objet.

9. Procédé de reconstruction d'une image selon l'une quelconque des revendications précédentes,  
30 caractérisé en ce que la pondération des mesures et

précédée par un filtrage des mesures acquises par un filtre de Hilbert.

10. Procédé de reconstruction d'une image selon  
5 l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le modèle affine est obtenu par approximation de déformations réelles de l'objet selon un critère d'approximation.

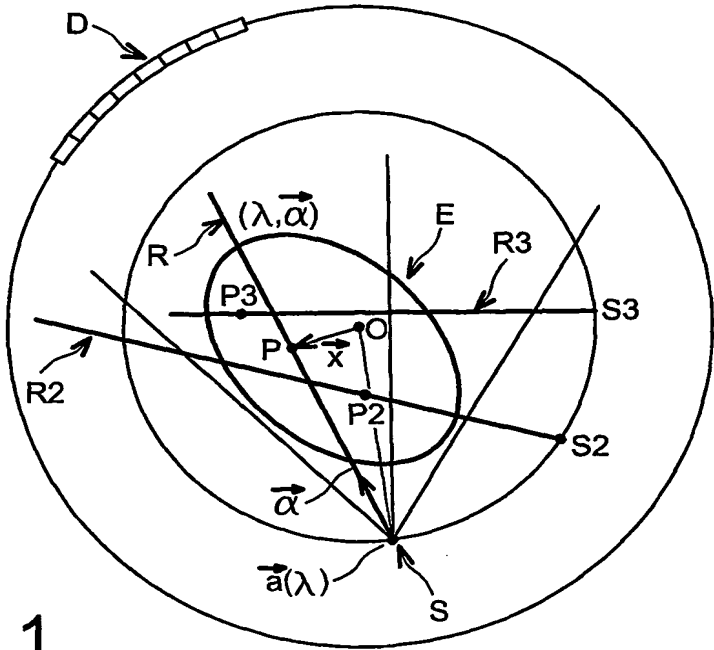


FIG. 1

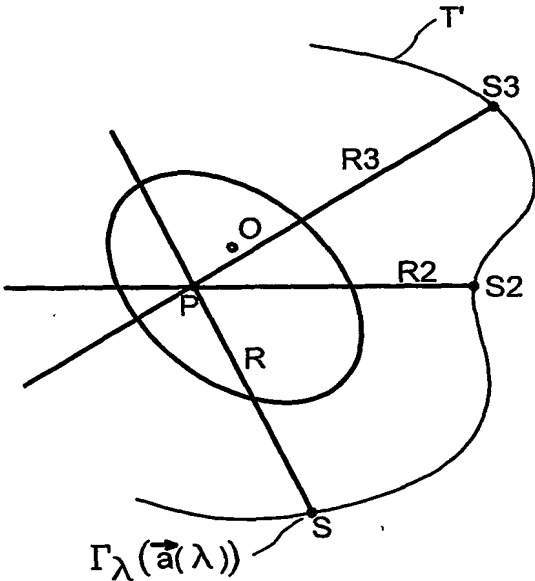


FIG. 2

2 / 6

FIG. 3a

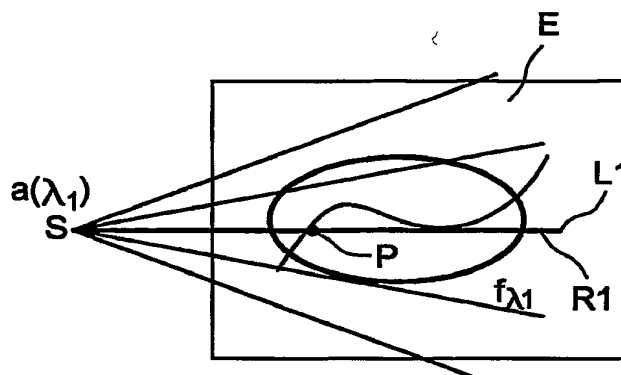


FIG. 3b

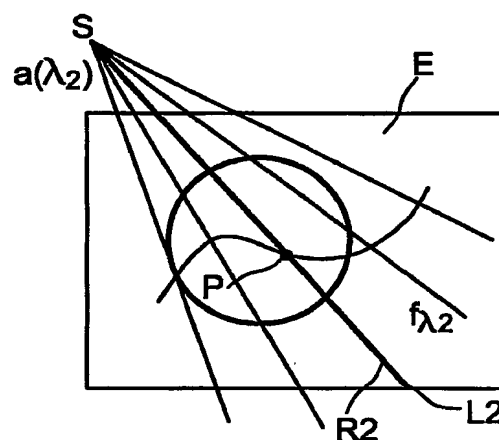
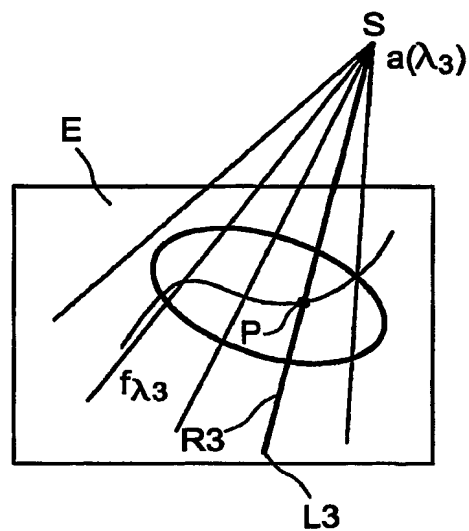


FIG. 3c





3 / 6

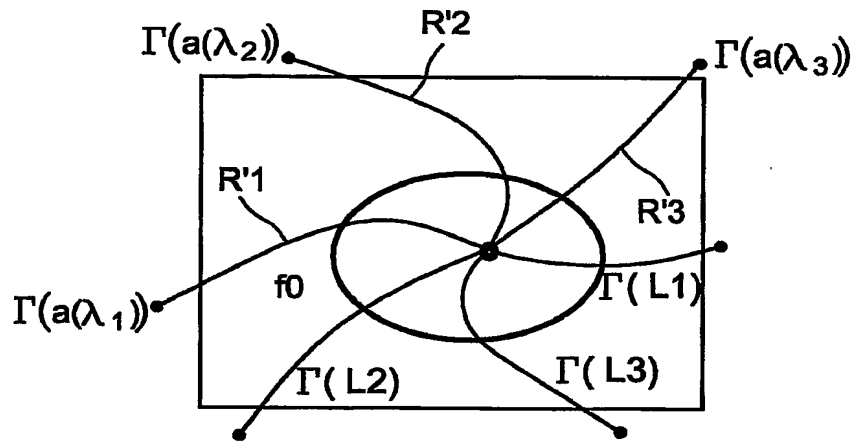


FIG. 4

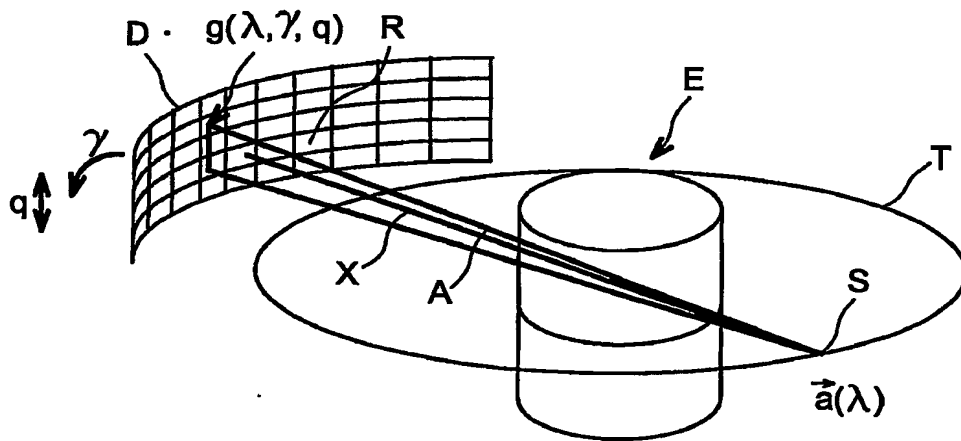
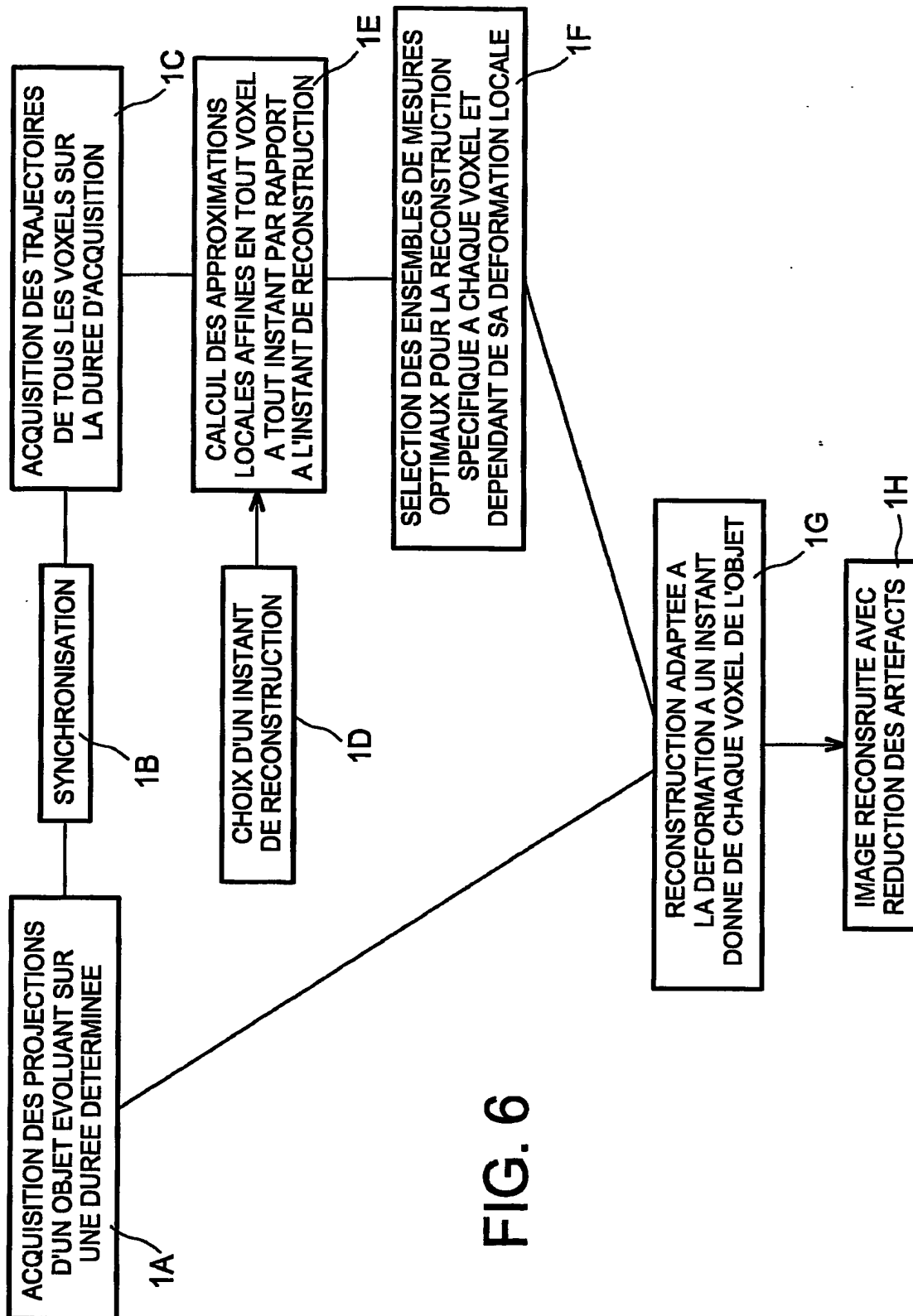
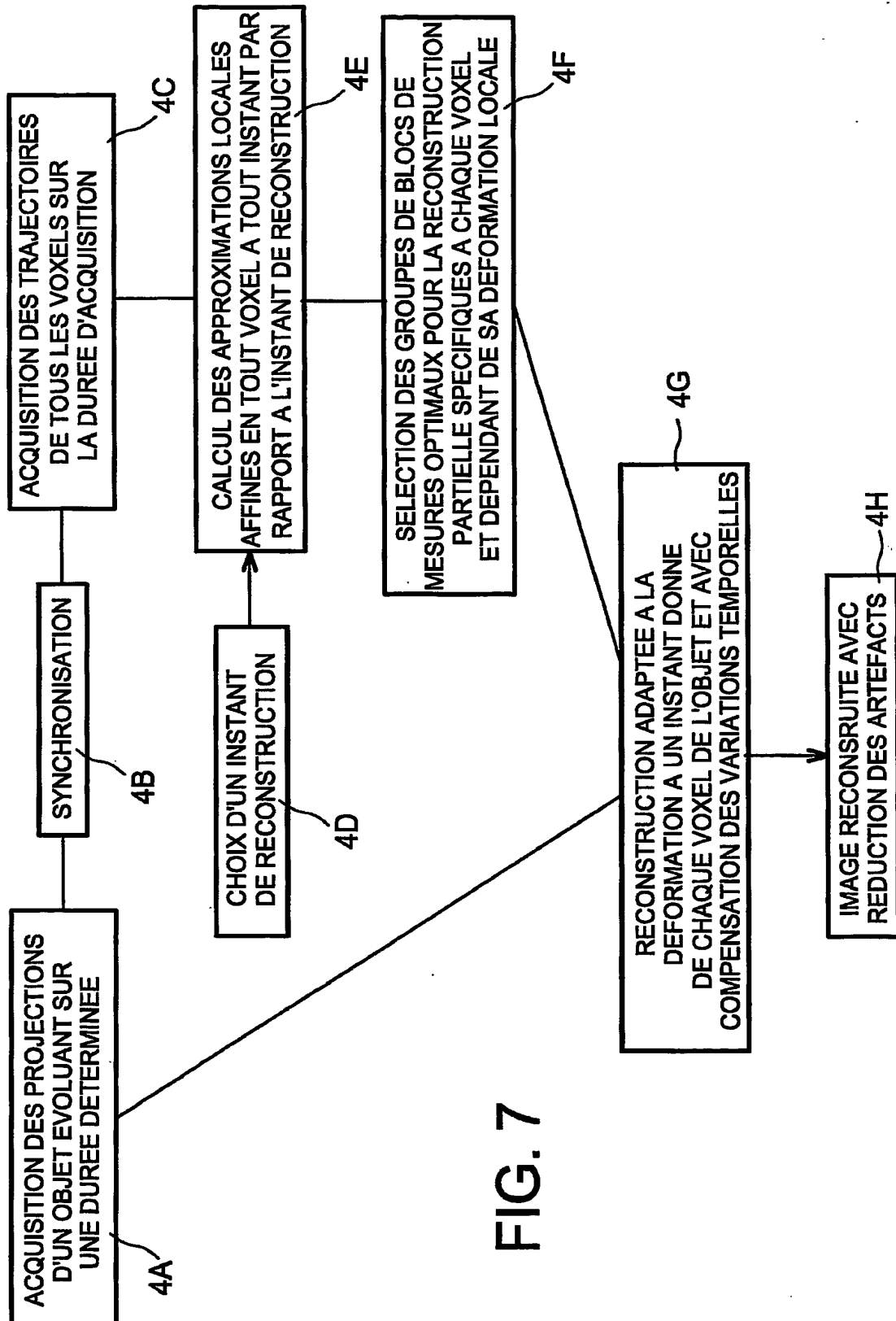


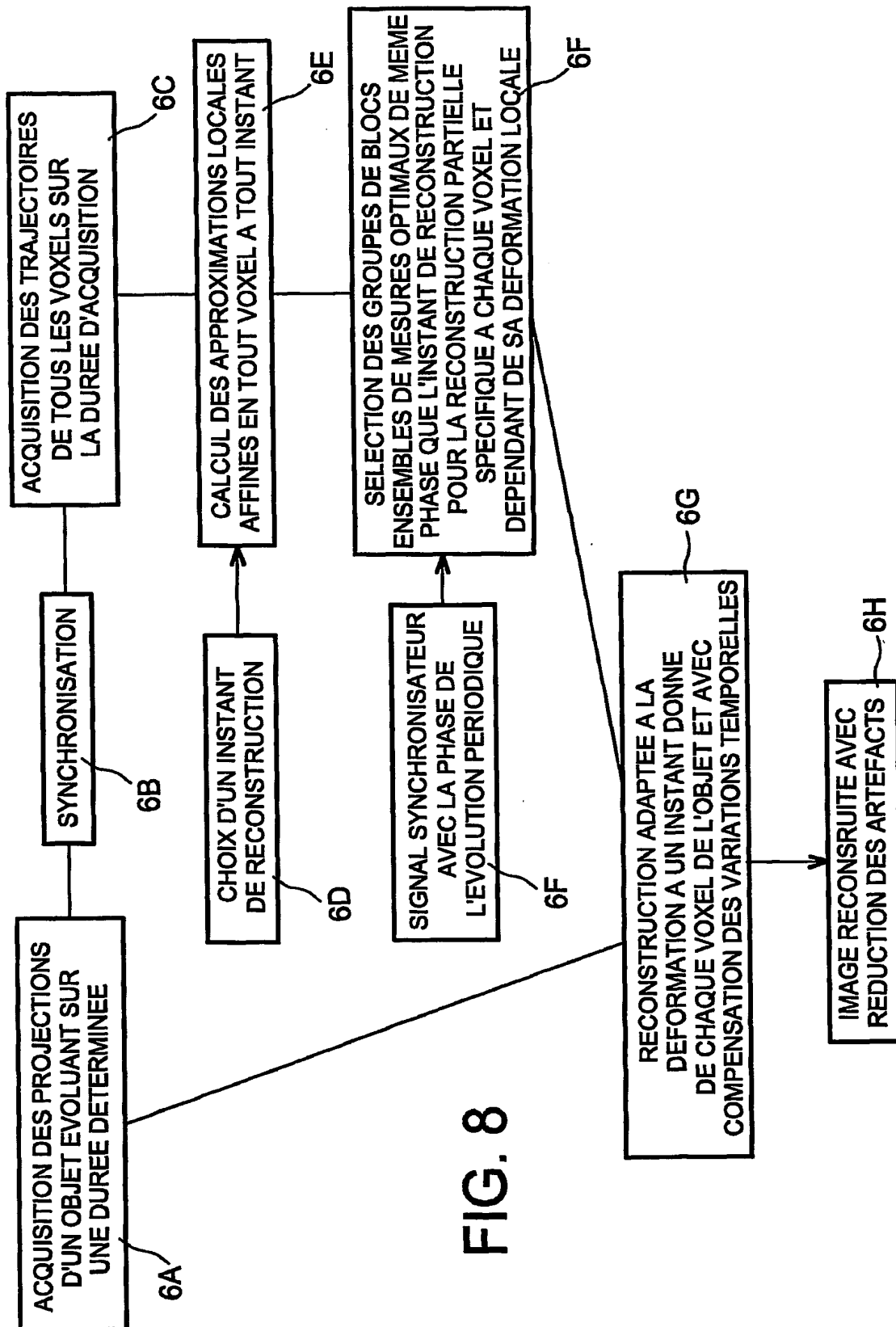
FIG. 5

4 / 6



5 / 6





A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
IPC 7 G06T11/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, INSPEC

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
A	<p>LIN W ET AL: "VISUALIZATION OF CARDIAC DYNAMICS USING PHYSICS-BASED DEFORMABLE MODEL"</p> <p>PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US,</p> <p>vol. 3976, 15 February 2000 (2000-02-15), pages 210-217, XP008019251</p> <p>ISSN: 0277-786X</p> <p>abstract</p> <p>-----</p> <p>-/--</p>	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of box C

☒ Patent family members are listed in annex

## \* Special categories of cited documents

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance, the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- \*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

2 December 2004

Date of mailing of the international search report

10/12/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel (+31-70) 340-2040, Tx 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

González Arias, P

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
A	G. VERLY, JACQUES: "Effects of Arbitrary Focal Spot Intensity Distribution, Detector Width, and Scanning Eccentricity in X-Ray Computed Tomography" IEEE TRANSACTIONS ON ACOUSTICS, vol. 29, no. 1, February 1981 (1981-02), XP001091434 abstract page 104, left-hand column, last paragraph -----	1-10
A	US 6 151 377 A (NILSSON STEFAN) 21 November 2000 (2000-11-21) abstract column 1, line 23 - line 27 column 3, line 9 - line 17 -----	1-10
A	US 5 475 726 A (AZEVEDO STEPHEN ET AL) 12 December 1995 (1995-12-12) abstract column 7, line 8 - line 17 -----	1-10

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR2004/050295

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
US 6151377	A	21-11-2000	DE	69720229 D1	30-04-2003
			DE	69720229 T2	19-02-2004
			EP	0928458 A1	14-07-1999
			WO	9800063 A1	08-01-1998
<hr/>					
US 5475726	A	12-12-1995	FR	2696027 A1	25-03-1994
			EP	0588720 A1	23-03-1994
<hr/>					

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 G06T11/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

**B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE**

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 G06T

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, WPI Data, INSPEC

**C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no des revendications visées
A	<p>LIN W ET AL: "VISUALIZATION OF CARDIAC DYNAMICS USING PHYSICS-BASED DEFORMABLE MODEL"</p> <p>PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US,</p> <p>vol. 3976, 15 février 2000 (2000-02-15), pages 210-217, XP008019251</p> <p>ISSN: 0277-786X</p> <p>abrégé</p> <p style="text-align: center;">----- -/--</p>	1-10

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités

- \*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

\*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

\*X\* document particulièrement pertinent, l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

\*Y\* document particulièrement pertinent, l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

\*Z\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

2 décembre 2004

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

10/12/2004

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P B 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel (+31-70) 340-2040, Tx 31 651 epo nl,  
Fax (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

González Arias, P



## C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	G. VERLY, JACQUES: "Effects of Arbitrary Focal Spot Intensity Distribution, Detector Width, and Scanning Eccentricity in X-Ray Computed Tomography" IEEE TRANSACTIONS ON ACOUSTICS, vol. 29, no. 1, février 1981 (1981-02), XP001091434 abrégé page 104, colonne de gauche, dernier alinéa -----	1-10
A	US 6 151 377 A (NILSSON STEFAN) 21 novembre 2000 (2000-11-21) abrégé colonne 1, ligne 23 - ligne 27 colonne 3, ligne 9 - ligne 17 -----	1-10
A	US 5 475 726 A (AZEVEDO STEPHEN ET AL) 12 décembre 1995 (1995-12-12) abrégé colonne 7, ligne 8 - ligne 17 -----	1-10

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 6151377	A	21-11-2000	DE 69720229 D1	30-04-2003
			DE 69720229 T2	19-02-2004
			EP 0928458 A1	14-07-1999
			WO 9800063 A1	08-01-1998
US 5475726	A	12-12-1995	FR 2696027 A1	25-03-1994
			EP 0588720 A1	23-03-1994